

DIALOG(R)File 347:JAPIO  
(c) 1999 JPO & JAPIO. All rts. reserv.

02101636  
READING METHOD FOR RADIATION IMAGE INFORMATION

PUB. NO.: 62-018536 [JP 62018536 A]  
PUBLISHED: January 27, 1987 (19870127)  
INVENTOR(s): MORI NOBUFUMI  
TAKAHASHI KENJI  
APPLICANT(s): FUJI PHOTO FILM CO LTD [000520] (A Japanese Company or  
Corporation), JP (Japan)  
APPL. NO.: 60-158858 [JP 85158858]  
FILED: July 18, 1985 (19850718)  
INTL CLASS: [4] G03B-042/02; H04N-001/00  
JAPIO CLASS: 29.1 (PRECISION INSTRUMENTS -- Photography & Cinematography);  
44.7 (COMMUNICATION -- Facsimile)  
JAPIO KEYWORD: R002 (LASERS); R003 (ELECTRON BEAM); R115 (X-RAY  
APPLICATIONS)  
JOURNAL: Section: P, Section No. 588, Vol. 11, No. 194, Pg. 105, June  
23, 1987 (19870623)

#### ABSTRACT

PURPOSE: To read extremely properly radiation image information which is built in and recorded on an accumulating phosphor sheet by approximating the stimulated luminescent afterglow characteristic on said sheet to the sum of more than three index functions and correcting electrically a picture signal according to the approximation.

CONSTITUTION: After the picture signal  $S(x)$  as the radiation image information is corrected in a correcting device 30 in order to remove a signal component due to the stimulated luminescent afterglow, it is transmitted to a reading circuit 16. Namely a signal  $T(x)$  turns out to be a one whose signal component due to the stimulated luminescent afterglow is removed out of the radiation image information  $S(x)$  shown by the stimulated luminescent afterglow from the accumulating phosphor sheet 13. The signal  $T(x)$  is transmitted to the reading circuit 16, sampled by a certain period and taken for a picture signal for each picture element. Then the radiation image reproduced on a CRT 17, etc., according to the picture signal becomes clearer, because the influence of the stimulated luminescent afterglow is removed.

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭62-18536

⑪ Int. Cl.<sup>4</sup>

G 03 B 42/02  
H 04 N 1/00

識別記号

庁内整理番号

B-6715-2H  
F-7334-5C

⑬ 公開 昭和62年(1987)1月27日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 放射線画像情報読取方法

⑮ 特 願 昭60-158858

⑯ 出 願 昭60(1985)7月18日

⑰ 発 明 者 森 信 文 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内

⑱ 発 明 者 高 橋 健 治 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内

⑲ 出 願 人 富士写真フイルム株式会社 南足柄市中沼210番地

⑳ 代 理 人 弁理士 柳 田 征 史 外1名

## 明 細 書

### 1. 発明の名称

放射線画像情報読取方法

### 2. 特許請求の範囲

被写体の放射線画像情報が蓄積記録されている蓄積性蛍光体シートに励起光を照射し、この励起光照射により前記シートから発せられた輝尽発光光を光検出器により光電的に読み取って、前記放射線画像情報を担持する画素単位の時系列画像信号を得るようにした放射線画像情報読取方法において、前記蓄積性蛍光体シートの輝尽発光残光特性を2つ以上の指数関数の和に近似させ、前記画像信号をこの近似に基づいて電氣的に補正することを特徴とする放射線画像情報読取方法。

### 3. 発明の詳細な説明

(発明の分野)

本発明は、放射線画像情報が蓄積記録されている蓄積性蛍光体シートに励起光を照射し、それによって該蓄積性蛍光体シートから発せられた輝尽発光光を光電的に検出して上記放射線画像情報を示す画像信号を得る放射線画像情報読取方法に関し、特に詳細には輝尽発光残光の影響を除いて、上記放射線画像情報を正確に読み取れるようにした放射線画像情報読取方法に関するものである。

(発明の技術的背景および先行技術)

ある種の蛍光体に放射線(X線、α線、β線、γ線、電子線、紫外線等)を照射すると、この放射線エネルギーの一部が蛍光体中に蓄積され、この蛍光体に可視光等の励起光を照射すると、蓄積されたエネルギーに応じて蛍光体が輝尽発光を示すことが知られており、このような性質を示す蛍光体は蓄積性蛍光体と呼ばれる。

この蓄積性蛍光体を利用して、人体等の被写体の放射線画像情報を一旦蓄積性蛍光体のシートに

記録し、この蓄積性蛍光体シートをレーザ光等の励起光で走査して輝尽発光光を生ぜしめ、得られた輝尽発光光を光電的に読み取って画像信号を得、この画像信号に基づき写真感光材料等の記録材料、CRT等の表示装置に被写体の放射線画像を可視像として出力させる放射線画像情報記録再生システムが本出願人によりすでに提案されている。

(特開昭55-12429号、同56-11395号、同56-11397号など。)

このシステムは、従来の銀塩写真を用いる放射線写真システムと比較して極めて広い放射線露出域にわたって画像を記録しうるという実用的な利点を有している。すなわち、蓄積性蛍光体においては、放射線露光量に対して蓄積後に励起によって輝尽発光する発光光の光量が極めて広い範囲にわたって比例することが認められており、従って種々の撮影条件により放射線露光量がかなり大幅に変動しても、蓄積性蛍光体シートより放射される輝尽発光光の光量を読み取ゲインを適当な値に設定して光電変換手段により読み取って電気信号に

変換し、この電気信号を用いて写真感光材料等の記録材料、CRT等の表示装置に放射線画像を可視像として出力させることによって、放射線露光量の変動に影響されない放射線画像を得ることができる。

またこのシステムによれば、蓄積性蛍光体シートに蓄積記録された放射線画像情報を電気信号に変換した後に適当な信号処理を施し、この電気信号を用いて写真感光材料等の記録材料、CRT等の表示装置に放射線画像を可視像として出力させることによって、観察読影適性(診断適性)の優れた放射線画像を得ることができるというきわめて大きな効果も得ることができる。

上述の放射線画像情報記録再生システムにおいて、蓄積性蛍光体シートから放射線画像情報を読み取る具体的な方法としては、蓄積性蛍光体シートをレーザビーム等の光ビームで2次元的に走査し、そのとき該シートから発する輝尽発光光を、主走査線に沿って延びる光入射端面を有する集光体を介してフォトマルチプライヤー等の光検出器

に伝え、この光検出器によって該輝尽発光光を時系列的に検出して画素単位の画像信号を得る方法がある。

ところで、蓄積性蛍光体は前述したように励起光を照射すると蛍光体中に蓄積されている放射線エネルギーを輝尽発光光として放出する性質を有するが、この輝尽発光光は励起光照射開始時点から急速に(例えば数ナノ秒で)ほぼ最高の発光強度に達し、その後発光強度はゆっくりと低下し、励起光照射が終わってもいわゆる残光(輝尽発光残光)としてその蛍光体特有の応答時間だけ発光が続く。したがって蓄積性蛍光体シートを励起光で走査し、輝尽発光光を前述のような集光体を介して光検出器に送ると、該光検出器は励起光照射中の画素からの発光成分ばかりでなく、すでに励起光照射が終わった画素からの残光成分も励起光照射中の画素の放射線画像情報成分として検出するので、画素間の信号の分離が完全になされず、再生される画像の鮮鋭度が低下してしまう。このような、複数の画素間の輝尽発光強度の検出の分解能

は、励起光の走査速度と蛍光体の応答時間が大きくなるほど低下する。したがって、励起に対して応答の遅い(輝尽発光残光の長い)蛍光体を使用した場合あるいは走査速度を高めた場合は、再生画像の鮮鋭度が低下し、実用上十分に高画質の放射線画像を得ることができないという問題が生じることになる。

医療分野等においては多量の蓄積性蛍光体シートを短時間に処理しうる読取装置、即ち励起光走査速度を高めて高速読取りが可能な読取装置の出現が望まれており、また、蛍光体自体を改良してその輝尽発光残光特性を改善することには実質的に限界が存在する現状にあつては、上記放射線画像の鮮鋭度低下を解消しうる読取方法の出現が望まれている。

そこで本出願人は既に、上記蓄積性蛍光体シートの応答特性、すなわち輝尽発光残光特性による画像信号の画素間の干渉を電氣的に補正する方法を提案した(特開昭59-105759号)。この方法は画素単位の画像信号から、輝尽発光残光

による成分を取り除く上で有効なものであるが、上記輝尽発光残光は励起終了後急速に強度が低下する一方、微弱なレベルながら長時間に亘って発生し続けるという特性を有しており、上記方法は、この微弱なレベルで発生し続ける輝尽発光残光の影響をも十分に解消するように対処されてはいなかった。

#### (発明の目的)

そこで本発明は、上記微弱なレベルで発生し続ける輝尽発光残光の影響をも十分に排除して、蓄積性蛍光体シートに蓄積記録されている放射線画像情報を極めて正確に読み取ることができる放射線画像情報読取方法を提供することを目的とするものである。

#### (発明の構成)

本発明の放射線画像情報読取方法は、前述したように被写体の放射線画像情報が蓄積記録されている蓄積性蛍光体シートに励起光を照射し、この励起光照射により該シートから発せられた輝尽発光光を光検出器により光電的に読み取って、上記

放射線画像情報を担持する画素単位の時系列画像信号を得るようにした放射線画像情報読取方法において、蓄積性蛍光体シートの輝尽発光残光特性を2つ以上の指数関数の和に近似させ、上記画像信号をこの近似に基づいて電氣的に補正することを特徴とするものである。

上述の電氣的な補正は、たとえば後述するような回路を用いてアナログ的に、あるいはデジタル的に行うことが可能である。またこの補正の時期は読取画像信号をメモリーに記憶させる前でも後でもよく、例えば画像再生装置に入力する直前でもよい。またその他の画像処理を行なう直前、あるいはこのような画像処理を行なう回路に補正装置を複合させて、画像処理の一部として行なってもよい。

本発明方法は、輝尽発光残光による画素単位の信号の干渉を電氣的に補正するものであるから、本発明方法を実施する装置では、蓄積性蛍光体の種類によってあるいは励起光の走査速度によって、電氣的な補正の仕方を変えることが可能である。

また本発明に用いられる蓄積性蛍光体シートは、必ずしもいわゆるシート状である必要はない。さらに励起光の走査も単なる直線的な一次元走査に限定することなく、ラスタ走査あるいは曲線的な走査であってもよいし、励起光は連続して照射するのみならずパルス状に照射してもよい。

以下、上記のような近似に基づく補正によって、輝尽発光残光の影響が排除される点について詳しく説明する。蓄積性蛍光体シートのある一つの主走査線上に蓄積記録されている放射線画像を $T(x)$  ( $x$ は主走査開始点からの距離)とし、この放射線画像 $T(x)$ を励起光で走査することにより輝尽発光光として時系列化して取り出し、この輝尽発光光を光電的に検出して得た放射線画像情報を $S(x)$ とすると、放射線画像 $T(x)$ と放射線画像情報 $S(x)$ との間には以下のような関係が存在すると考えられる。

すなわち前述のように蓄積性蛍光体シートを励起光で走査した時に、該シート上の一点における励起光照射時間が実質的に輝尽発光残光が存在す

る時間に比べて十分に短い場合には、走査励起光が走査点(画素) $x_0$ の位置にあるとき、それ以前に走査した走査点 $x_{-1}$ ,  $x_{-2}$ ,  $x_{-3}$ , ...,  $x_{-n}$ から発せられた輝尽発光残光が走査点 $x_0$ の発光として同時に検出されてしまい、読取画像信号に基づいて再生される放射線画像 $T(x_0)$ は隣接する複数の画素の放射線画像情報 $S(x_0)$ ,  $S(x_{-1})$ ,  $S(x_{-2})$ ,  $S(x_{-3})$ , ...,  $S(x_{-n})$ の干渉により、鮮鋭度の低いボケた画像となる(第3図参照)。

一般に上記輝尽発光残光は指数関数的に時間とともに減衰するものとなっており、また輝尽発光の立上りはこの残光の減衰に比べて極めて急速であるから、上述のように走査点 $x_0$ よりも前の走査点からの残光が該走査点 $x_0$ からの発光として検出されてしまうということは、例えば次のような空間分布を有するスリット $f(x)$ で放射線画像 $T(x)$ を観測しているのと同等であると考えられる。

$$f(x) = \begin{cases} 0 & (x > 0) \\ \frac{1}{\tau\alpha} (1-a) e^{\frac{x}{\tau\alpha}} + \frac{1}{\tau'\alpha} a e^{\frac{x}{\tau'\alpha}} & (x \leq 0) \end{cases} \dots\dots(1)$$

ここで $\alpha$ は励起光の走査速度、 $\tau$ 、 $\tau'$ は共に発光寿命(励起光の照射が終わってから輝尽発光光の強度が $1/e$ になる時間)であって、 $\tau$ は短時間で減衰する発光寿命、 $\tau'$ は長時間で減衰する発光寿命、 $a$ は定数である。

すなわち、本発明者らの研究によれば、蓄積性蛍光体シートの輝尽発光残光特性は第4図に示すように、2つの指数関数

$$f_1(x) = \frac{1}{\tau\alpha} (1-a) e^{\frac{x}{\tau\alpha}}$$

$$f_2(x) = \frac{1}{\tau'\alpha} a e^{\frac{x}{\tau'\alpha}}$$

の和に近似させることができ、放射線画像 $T(x)$ と放射線画像情報 $S(x)$ とは、次の積分変換式によって関係づけられていることになる。

$$S(x) = f(x_0 - x) T(x_0) dx_0 \dots\dots(2)$$

$$T(x) = g(x' - x) S(x') dx' \dots\dots(3)$$

ここで $g(x)$ は逆変換の核関数であり、放射線

画像情報 $S(x)$ から放射線画像 $T(x)$ を得るための補正関数である。

上記(2)、(3)式を解くと、

$$g(x) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\int_{-\infty}^{\infty} f(-x) e^{-2\pi i u x} dx} e^{-2\pi i u x} du$$

前記(1)式において

$$\frac{1}{\tau\alpha} (1-a) = A, \quad \frac{1}{\tau'\alpha} a = B \text{ とすると、}$$

$$\begin{aligned} g(x) &= \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\int_{-\infty}^{\infty} [A e^{-(2\pi i u + \frac{1}{\tau\alpha})x} + B e^{-(2\pi i u + \frac{1}{\tau'\alpha})x}] dx} e^{-2\pi i u x} du \\ &= \frac{1}{A} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{(2\pi i u + \frac{1}{\tau\alpha}) e^{-2\pi i u x}}{1 + \frac{B}{A} \cdot \frac{2\pi i u + \frac{1}{\tau'\alpha}}{2\pi i u + \frac{1}{\tau\alpha}}} du \end{aligned}$$

通常は $B/A \ll 1$ であり、したがって

$$\begin{aligned} g(x) &= \frac{1}{A} \int_{-\infty}^{\infty} (2\pi i u + \frac{1}{\tau\alpha}) \left[ 1 - \frac{2\pi i u + \frac{1}{\tau'\alpha}}{2\pi i u + \frac{1}{\tau\alpha}} \cdot \frac{B}{A} \right] du \\ \text{ここで} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\int_{-\infty}^{\infty} \frac{d}{dx_i} \delta(x_i - x) \cdot S(x_i) \\ &= [\delta(x_i - x) S(x_i)]_{-\infty}^{\infty} - \int \delta(x_i - x) \frac{d}{dx_i} S(x_i) dx_i \\ &= - \frac{d}{dx} S(x) \end{aligned}$$

なる積分演算子 $\delta(x)$ を考えると、

$$\begin{aligned} g(x) &= \frac{1}{A} \left[ \frac{1}{\tau\alpha} \delta(x) - \frac{d}{dx} \delta(x) \right. \\ &\quad \left. - \frac{B}{A} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{(\frac{1}{\tau\alpha} + 2\pi i u)^2}{2\pi i (u + \frac{1}{2\pi i \tau\alpha})} e^{-2\pi i u x} du \right] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &= \delta(x) + a \delta(x) - \tau\alpha \frac{d}{dx} \delta(x) \\ &\quad - \tau\alpha a \frac{d}{dx} \delta(x) - \frac{a}{\tau\alpha} (1 - \frac{\tau}{\tau'}) e^{\frac{x}{\tau\alpha}} \end{aligned}$$

したがって

$$\begin{aligned} T(x) &= (1+a) \{ S(x) + \tau\alpha \frac{d}{dx} S(x) \} \\ &\quad - \frac{a}{\tau\alpha} (1 - \frac{\tau}{\tau'}) \int_{-\infty}^{\infty} e^{\frac{x_i - x}{\tau\alpha}} S(x_i) dx_i, \\ &\quad \dots\dots(4) \end{aligned}$$

となり、結局、読取りによって得られた放射線画像情報 $S(x)$ から放射線画像 $T(x)$ を得るためには、その点の画像情報にその点における微分値を加算し、それより残光の第2成分の重みをつけた積分値を減算すればよいことになる。

(実施態様)

以下、図面に示す実施態様に基づいて本発明を詳細に説明する。

第1図および第2図は、本発明方法を実施する

放射線画像情報読取装置を示すものである。第1図に示されるようにレーザ光源10から一定強度のレーザ光11aを射出させ、このレーザ光11aを例えばガルバノメータミラー等の光偏向器12によって偏向させる。そして被写体を透過した放射線が照射されて該被写体の放射線画像を蓄積記録した蓄積性蛍光体シート13に、偏向されたレーザ光11bを励起光として照射させる。この際蓄積性蛍光体シート13は、レーザ光11bによってシート幅方向(矢印X方向)に主走査されるように配し、また副走査のためにエンドレスバルト装置等のシート搬送手段19により矢印Y方向に搬送させる。したがって副走査と略直交する角度で主走査が繰り返され、蓄積性蛍光体シート13はその全面に亘ってレーザ光11bによる2次元の走査を受ける。

レーザ光11bが照射された蓄積性蛍光体シート13の個所は、そこに蓄積記録されている放射線画像に応じた強度で輝尽発光し、この輝尽発光光20は、シート13近傍に配された透明な集光体14の入射端面14aから該集光体14内に入射する。この集

光体14は蓄積性蛍光体シート13近傍に位置する前端部14bが平面状に形成されるとともに、その端面である上記入射端面14aが主走査線と平行になるように配されている。そして該集光体14は後端側に向かって次第に円筒状になるように形成され、その後端部14cにおいて略円筒状となつて、射出端面14d上に配されたフォトマルチプライヤー等の光検出器15に結合している。したがって前記入射端面14aから集光体14内に入射した輝尽発光光20は、上記光検出器15によって光電的に検出される。なお集光体14と光検出器15との間には、輝尽発光光20の波長領域の光のみを透過するフィルタ（図示せず）が配され、輝尽発光光20のみが光検出器15によって検出されるようになっている。

上記光検出器15から出力される時系列の電気的画像信号 $S(x)$ は、蓄積性蛍光体シート13に蓄積記録されていた放射線画像を担持する情報となっている。この放射線画像情報としての画像信号 $S(x)$ は補正装置30において輝尽発光残光による信号成分を除去する補正を受けた後（この補正

については後に詳述する）読取回路16に送られ、ここで各画素毎の信号とされた後、例えばCRT17に送られて放射線画像を可視像として出力させるために用いられ、放射線画像を写真感光材料等にハードコピーとして再生するために用いられ、さらには磁気テープ、磁気ディスク、光ディスク等の記録媒体18に一たん記録されたりする。

第2図は上記補正装置30を詳しく示すものである。以下この第2図を参照して画像信号 $S(x)$ の補正について説明する。図示されるようにこの補正装置30は、微分部31と、該微分部31に直列に接続された微分重み付け部32と、微分部31に並列に接続された積分部33と、この積分部33と微分重み付け部32の出力を加算する加算部34とからなる。

微分部31は、抵抗 $R_1$ 、 $R_2$ およびオペアンプOP1から構成された増幅回路と、容量 $C_1$ 、抵抗 $R_2$ およびオペアンプOP1から構成された微分回路とからなる。ここで $C_1 \cdot R_1 = \tau$ となるように各要素を選択すれば、光検出器15から出力

された画像信号 $S(x)$ は、前記(4)式の

$$S(x) + \tau \alpha \frac{d}{dx} S(x)$$

項に相当するように変換される。

また微分重み付け部32は抵抗 $R_3$ 、 $R_4$ およびオペアンプOP2から構成されており、ここで $R_4/R_3 = (1+a)$ となるように各要素を選択すれば、上記微分部31からの出力は、前記(4)式の

$$(1+a) \left\{ \delta(x) + \tau \alpha \frac{d}{dx} S(x) \right\}$$

の項に相当するように変換される。

積分部33は抵抗 $R_5$ 、容量 $C_2$ 、オペアンプOP3、および上記容量 $C_2$ と並列に接続されたアナログスイッチSWからなる。上記アナログスイッチSWは例えば光偏向器12の駆動信号と同期がとられたトリガー信号 $T_r$ によって自動的に開閉され、例えばレーザ光11bによる1ラインの主走査開始前に閉じられ容量 $C_2$ の電荷を0にする。そして1ラインの主走査が開始されるときにアナログスイッチSWが開かれ、この状態は1ライン分の主走査が終了するまで維持される。なお、本

実施態様では1ライン分の積分で補正を考えているが、これは読取方式に応じ多数ラインにしてもよい。したがってこの間には、光検出器15から出力された画像信号 $S(x)$ が積分される。ここで $1/C_2 \cdot R_5$ が $\frac{d}{\tau \alpha} \left(1 - \frac{\tau}{T}\right)$ となるように各要素を選択すると、上記放射線画像情報 $S(x)$ は、前記(4)式の

$$-\frac{d}{\tau \alpha} \left(1 - \frac{\tau}{T}\right) \int_{-\infty}^{\infty} e^{\frac{x_1 - x}{\tau \alpha}} S(x_1) dx_1$$

の項に相当するように変換される。したがってこの積分部33の出力と、上記微分重み付け部32の出力とを加算部34において加算すれば、前記(4)式で示される信号 $T(x)$ が求められる。前述したようにこの信号 $T(x)$ は、蓄積性蛍光体シート13からの輝尽発光光20が示す放射線画像情報 $S(x)$ から輝尽発光残光による信号成分を除去したものとなる。したがってこの信号 $T(x)$ を前記読取回路16に送って一定時間毎にサンプリングし各画素毎の画像信号とすれば、この画像信号に基づいて例えばCRT17等に再生された放射線画像は、輝尽発光残光の影響が除かれて鮮鋭度が向上した

ものとなる。

なお以上説明した実施態様においては、光検出器15から発せられるアナログの画像信号 $S(x)$ を電気回路によって補正しているが、上記光検出器15からの画像信号をA/D変換し、それによって得られたデジタル画像データに対して上記と同様の補正をかけるようにしてもよい。

(発明の効果)

以上詳細に説明した通り本発明の放射線画像情報読取方法によれば、蓄積性蛍光体シートの輝尽発光残光による再生放射線画像の鮮鋭度低下を厳密に防止し、診断性能が著しく優れた再生放射線画像を得ることが可能となる。また本発明方法によれば、上記のように輝尽発光残光の影響を排除できるから、励起光の走査速度を高め高速読取りが可能な放射線画像情報読取装置を得ることが可能になる。

4. 図面の簡単な説明

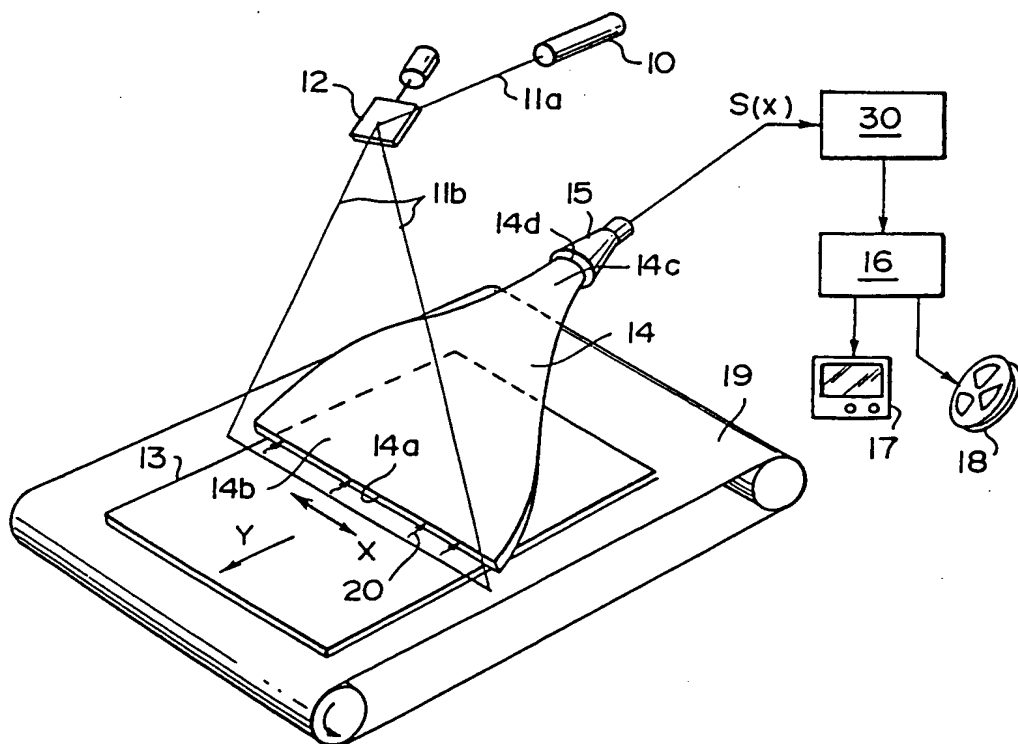
第1図は本発明方法を実施する放射線画像情報読取装置を示す概略斜視図、

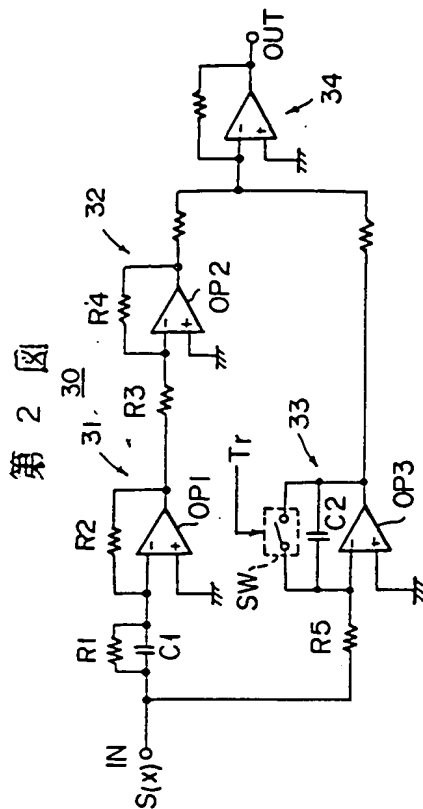
第2図は上記放射線画像情報読取装置の信号補正装置を示す回路図、

第3図および第4図は、本発明に係る輝尽発光残光の読取画像信号に及ぼす影響を説明する説明図である。

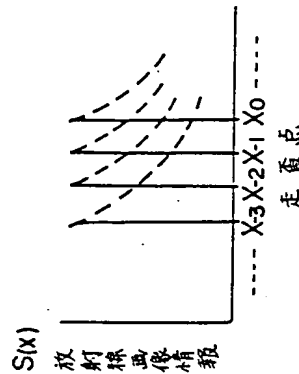
- |            |              |
|------------|--------------|
| 10…レーザ光源   | 11a、11b…レーザ光 |
| 12…光偏向器    | 13…蓄積性蛍光体シート |
| 14…集光体     | 15…光検出器      |
| 16…読取回路    | 20…輝尽発光光     |
| 30…補正回路    | 31…微分部       |
| 32…微分重み付け部 | 33…積分部       |
| 34…加算部     |              |

第1図

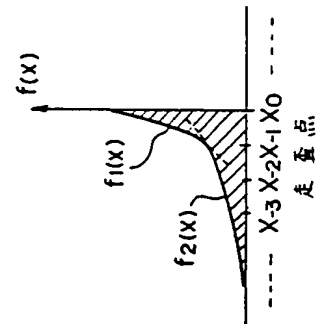




第3図



第4図



## (自 発) 手 続 補 正 書

特許庁長官 殿

昭和60年11月18日

## 1. 事件の表示

特願昭60-158858号

## 2. 発明の名称

放射線画像情報読取方法

## 3. 補正をする者

事件との関係

特許出願人

住 所

神奈川県南足柄市中沼210番地

名 称

富士写真フイルム株式会社

## 4. 代 理 人

東京都港区六本木5丁目2番1号

ほうらいやビル 7階

(7318) 弁理士 柳 田 征 史 (ほか1名)

## 5. 補正命令の日付

な し

## 6. 補正により増加する発明の数

な し

## 7. 補正の対象

明細書の「発明の詳細な説明」の欄

## 8. 補正の内容

1) 明細書第11頁第18~19行

$$S(x) = f(x_0 - x) T(x_0) dx_0 \dots (2)$$

$$T(x) = g(x' - x) S(x') dx' \dots (3)$$

$$S(x) = \int f(x_0 - x) T(x_0) dx_0 \dots (2)$$

$$T(x) = \int g(x' - x) S(x') dx' \dots (3)$$

と訂正する。

60.11.19